

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
19. September 2002 (19.09.2002)

PCT

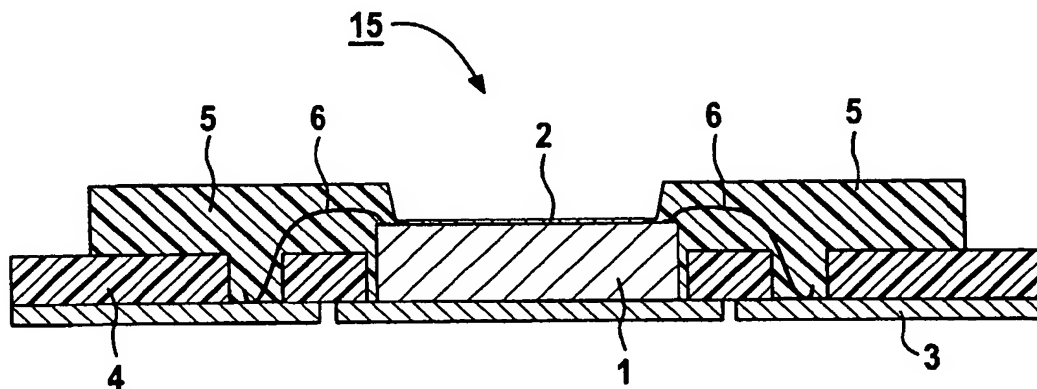
(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 02/073153 A2

- (51) Internationale Patentklassifikation⁷: G01N (72) Erfinder; und
(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE02/00836 (75) Erfinder/Anmelder (*nur für US*): GUMBRECHT, Wal-
(22) Internationales Anmeldedatum: 8. März 2002 (08.03.2002) ter [DE/DE]; In der Röte 1, 91074 Herzogenaurach (DE).
(25) Einreichungssprache: Deutsch STANZEL, Manfred [DE/DE]; Taunusstr. 100, 91056 Er-
(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch langan (DE). WOSSLER, Manfred [DE/DE]; Aidenbach-
(30) Angaben zur Priorität: str. 142a, 81479 München (DE). ZAPF, Jörg [DE/DE];
101 11 458.3 9. März 2001 (09.03.2001) DE Dalandstr. 1, 81927 München (DE).
(71) Anmelder (*für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von* (74) Gemeinsamer Vertreter: SIEMENS AKTIENGE-
US): SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT [DE/DE]; SELLSCHAFT; Postfach 22 16 34, 80506 München
Wittelsbacherplatz 2, 80333 München (DE). (DE).
(81) Bestimmungsstaaten (*national*): CA, JP, US.
(84) Bestimmungsstaaten (*regional*): europäisches Patent (AT,
BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC,
NL, PT, SE, TR).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: MODULE FOR AN ANALYSIS DEVICE, APPLICATOR AS AN EXCHANGE PART OF THE ANALYSIS DEVICE
AND ANALYSIS DEVICE ASSOCIATED THEREWITH

(54) Bezeichnung: MODUL FÜR EINE ANALYSEEINRICHTUNG, APPLIKATOR ALS AUSTAUSCHTEIL DER ANALYSE-
EINRICHTUNG UND ZUGEHÖRIGE ANALYSEEINRICHTUNG



(57) Abstract: The invention relates to an analysis device especially an analysis device used in biochemical analyses comprising a sensor-chip in a first housing, wherein the sensor-chip is part of a module consisting of a chip support, a chip and electric contacts between the chip and the chip support. The chip (1) is encapsulated (5) in such a way that the electric contacts (3, 3', ..., 3VIII) are insulated and the sensitive surface (2) of the sensor-chip (1) remains accessible for a fluid. The module (15) and the first housing form an exchangeable applicator (10, 20, 60) which is inserted into a second housing (80) with an evaluation unit for analysis of and for reading the measured data. The applicator is advantageously designed as a chip card (10) and integrated into the microfluidic components and/or functions.

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 02/073153 A2

**Erklärungen gemäß Regel 4.17:**

- hinsichtlich der Berechtigung des Anmelders, ein Patent zu beantragen und zu erhalten (Regel 4.17 Ziffer ii) für die folgenden Bestimmungsstaaten CA, JP, europäisches Patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR)
- Erfindererklärung (Regel 4.17 Ziffer iv) nur für US

Veröffentlicht:

- ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

(57) Zusammenfassung: Bei einem Analysegerät, insbesondere zur dezentralen biochemischen Analytik, mit einem Sensor-Chip in einem ersten Gehäuse, ist der Sensor-Chip Teil eines Moduls, bestehend aus Chipträger, Chip und elektrischen Kontakten zwischen Chip und Chipträger. Eine Verkapselung (5) des Chips (1) ist derart gestaltet, dass die elektrischen Kontakte (3, 3', ..., 3VIII) isoliert sind, die sensitive Fläche (2) des Sensor-Chips (1) aber für ein Fluid zugänglich bleibt. Modul (15) und ein erstes Gehäuse bilden einen austauschbaren Applikator (10, 20, 60), der zur Analyse und zum Auslesen der Messdaten in ein zweites Gehäuse (80) mit Auswerteeinheit einschiebbar ist. Der Applikator ist vorteilhafterweise nach Art einer Chipkarte (10), in die mikrofluidische Komponenten und/oder Funktionen integriert sind, ausgebildet.

Beschreibung

Modul für eine Analyseeinrichtung, Applikator als Austausch-
teil der Analyseeinrichtung und zugehörige Analyseeinrichtung

5

Die Erfindung bezieht sich auf ein Modul für eine Analyseein-
richtung, insbesondere zur dezentralen biochemischen Analy-
tik, mit einem Sensor-Chip in einem ersten Gehäuse. Daneben
bezieht sich die Erfindung auch auf einen Applikator als Aus-
tauschteil der Analyseeinrichtung und die zugehörige Analyse-
einrichtung.

10

Die Mikrosensorik und die Mikrosystemtechnik haben in den
letzten 20 Jahren auf der technologischen Plattform der Mik-
roelektronik eine stürmische Entwicklung durchlaufen. Dabei
haben alle technisch-naturwissenschaftlichen Disziplinen ihre
jeweiligen Beiträge eingebracht und ein breites Spektrum von
Sensoren und Systemen zwischen Physik und Mikrobiologie ge-
schaffen.

20

Während jedoch physikalische Konzepte, wie z.B. Druck- und
Beschleunigungs-Sensoren/-Systeme, die produktionstechnische
Umsetzung und erfolgreiche Markteinführung durchlaufen haben,
sind die meisten chemisch-biologischen Entwicklungen nicht
über das Labormuster-Stadium hinausgekommen. Einen wesentli-
chen Einfluss hat dabei die Tatsache, dass chemisch-biologi-
sche Systeme mikrofluidische Komponenten benötigen, die per
Definition zunächst einmal nicht kompatibel mit der Mikro-
elektronik sind, da die klassischen mikroelektronischen Kom-
ponenten hermetisch in ein Gehäuse eingeschlossen werden, um
einen „stofflichen“ Kontakt mit der Umwelt zu vermeiden. So
sind praktisch alle chemisch-biologischen Sensoren/Sensor-
Systeme von der Entwicklung einer speziellen Gehäusetechnik
abhängig.

30

In wenigen Fällen sind mikroelektronik-kompatible Gehäuse-
Lösungen bis zur Markteinführung entwickelt worden, z.B. bei

i-STAT Corporation, 303A College Road East, Princeton, New Jersey 08540. Eine diesbezügliche Vorrichtung ist in der US 5 096 669 A beschrieben: Ein oder mehrere Si-Chips besitzen sensitiven Flächen mit chemischen Sensoren sowie Kontakt-
5 Flächen zur elektrischen Verbindung mit dem Auslesegerät. Die Chips sind derart in einem Gehäuse montiert, dass große Teile der Chip-Flächen zum Abdichten eines Durchflusskanales verwendet werden, sowie große Kontaktflächen zur elektrischen Kontaktierung von außerhalb des Gehäuses zugänglich sind. So-
10 mit wird ein Großteil der kostbaren Si-Chipfläche verschwendet. Außerdem befindet sich die elektrische Kontaktierung im Gehäuse auf der selben Seite wie die sensitiven Flächen des Chips, was eine sichere Trennung der elektrischen Kontaktierung von der Fluidik erschwert.

15 Weiterhin wird in Dirks, G. et al. „Development of a disposable biosensor chipcard system“, Sens. Technol. Neth., Proc. Dutch Sens. Conf, 3rd (1988), S. 207 bis 212, ein Messsystem für biomedizinische Anwendungen beschrieben, bei dem eine so-
20 genannte Chipkarte aus einem Flachbehälter mit mehreren Kavitäten und einem System von Flüssigkeitskanälen realisiert wird, wobei in das Kanalsystem ein ISFET eingebracht ist, der als Sensor dient. Bei diesem System geht es insbesondere darum, aus separaten Behältern eine Messflüssigkeit einerseits
25 und eine Kalibrier- bzw. Reagenzflüssigkeit zum Sensor separat zuzuführen. Des Weiteren werden in der Monographie Lange-reis, G.R. „An integrated sensor system for monitoring wa-
shing process, ISBN 90, Systeme mit Sensoren beschrieben, bei denen es um die Integration von Sensoren, deren Signale elek-
30 trisch abgegriffen werden, in Fluidikeinrichtungen geht. Aufgrund der hohen Entwicklungs- und Fertigungskosten bei vergleichsweise niedrigen Stückzahlen von chemisch-biologischen Systemen ist die Marktdurchdringung dieser Produkte problematisch.

Aufgabe der Erfindung ist es daher, Verbesserungen vorzuschlagen, durch die bei obigen Geräten eine erfolgreiche Markteinführung möglich erscheint.

5 Die Aufgabe ist bezüglich des Moduls erfindungsgemäß durch die Merkmale des Patentanspruches 1 gelöst. Ein Applikator als Austauschteil der Analyseeinrichtung, der eine solches Modul enthält, ist Gegenstand des Patentanspruches 11. Eine
10 mit einem erfindungsgemäßen Modul und dem angegebenen Applikator arbeitende Analyseeinrichtung ist Gegenstand des Patentanspruches 21. Vorteilhafte Weiterbildungen des Moduls, des Applikators bzw. der zugehörigen Analyseeinrichtung und insbesondere deren Verwendung sind in den jeweils abhängigen Ansprüchen angegeben.

15

Beim erfindungsgemäßen Modul ist besonders vorteilhaft, dass der Chipträger dünn und eine Stärke von $< 100 \mu\text{m}$ hat. Bei Dicken von ca. $50 \mu\text{m}$ Metall in Verbindung mit ca. $100 \mu\text{m}$ Kunststoff ergibt sich eine beachtliche Volumen-/Material-Einsparung. Aufgrund der dünnen Ausbildung des Chipträgers und des
20 geeigneten Materials, wie z.B. vergoldeten Kupferschichten, ergeben sich nur geringe Massen und somit geringe Wärmekapazitäten, so dass in Verbindung mit der guten Wärmeleitfähigkeit von Silizium und beispielsweise einer ca. $50 \mu\text{m}$ dicken
25 Kupfer/Gold-Schicht ein sehr gutes dynamisches Temperaturverhalten resultiert. Die Verarbeitung des Chipträgers erfolgt auf einem Band, das von Rolle zu Rolle transportiert wird („reel to reel“-Prozess), wobei vorteilhafterweise die elektrischen Kontaktierungen auf der Rückseite angeordnet
30 werden können.

Bei der Verkapselung des Chipträgers im Modul können sowohl aus der Mikroelektronik bekannte Materialien als auch Materialien mit besonderen Eigenschaften, wie z.B. elastische Polymere, verwendet werden. Es sind Bonddrähte vorhanden, die
35 einen flachen Loop bilden, wobei die Kontakte für die Bonddrähte im Bereich der Ecken der Chips angeordnet werden können.

Nach erfolgter Montage, Drahtbondung und Verkapselung der Chips auf dem Band können mittels „reel to reel“ -Technik die sensitiven Flächen der Chips mit chemisch/biochemischen Substanzen, vorteilhaft aus flüssiger Phase, beschichtet werden.

5 Die Verkapselung des einzelnen Moduls ergibt in Kombination mit dem zugehörigen Applikator besonders günstige Eigenschaften.

10 Mit dem erfindungsgemäßen Modul lässt sich ein System schaffen, das insbesondere für dezentrale Anwendungen geeignet ist. Das Modul realisiert mit dem kompakten ersten Gehäuse einen Applikator als dezentral verwendbare Messeinheit. Zur Durchführung der Analyse und zum Auslesen der Messwerte kann der Applikator in ein zweites Gehäuse mit Auswerteeinheit
15 eingebracht werden.

Bei der Erfindung ist der Applikator mit erstem Gehäuse und darin integriertem Modul vorteilhafterweise nach Art einer Chipkarte ausgebildet. Eine solche Chipkarte kann zusammen
20 mit dem zweiten Gehäuse eine vielseitig einsetzbare Analyseinrichtung bilden. Insbesondere kann eine derartige Analyseinrichtung für das Screening von Körperflüssigkeiten, beispielsweise für dezentrale Blutgas-Messungen oder Speicheluntersuchungen, verwendet werden. Aber auch andere Anwendungen
25 in der biochemischen Analytik sind realisierbar.

Eine weitere vorteilhafte Anwendungsmöglichkeit der Erfindung ist die Amplifikation von DNA/RNA(Desoxyribonukleinsäure/Ribonukleinsäure)-Proben mittels der exponentiellen Vervielfältigungs-Methode bei der sog. PCR(Polymer Chain Reaction),
30 d.h. der sog. Polymerase-Kettenreaktion-Methode. Dazu muss die Probenflüssigkeit 20 bis 40 mal zwischen zwei Temperaturen, typischerweise zwischen 40°C und 95°C, zyklisiert werden. Bei dieser Methode ist die Geschwindigkeit der Zyklisierungen entscheidend. Nach dem Stand der Technik ist der Abkühlungsprozess geschwindigkeitsbestimmend.
35

Für die Praxis kommt als Applikator eine besonders vorteilhafte Ausführungsform, nämlich die Chip-Karte, in Betracht. Bei der Chipkarte ist der Si-Chip auf dem Träger, der - wie bereits erwähnt - aus einer nur etwa 50 µm dicken, vergoldeten Kupferschicht realisiert ist, montiert. Dabei handelt es sich um das mittlere Metall-Feld von bekannten Chipkarten-Modulen, das für elektrische Kontaktierungen im Karten-Lesegerät dort nicht benutzt wird. Dieses freie Feld kann somit im Kartenlesegerät, das als Auswertegerät dient, genutzt werden, um insbesondere ein Kühlelement, z.B. einen Peltierkühler, an die entsprechende Stelle der Chipkarte zu kontaktieren. Aufgrund der Platzierung und des 50µm dicken metallischer Kontaktes zum Chip ist somit ein effizienter Wärmeübergang möglich, so dass eine definierte Temperatur sehr schnell einstellbar ist.

Besonders vorteilhaft ist bei der Erfindung, dass sich das Gehäusekonzept zur Realisierung der Mikrofluidik so weit wie möglich an denen der klassischen Mikroelektronik orientiert. Dadurch sind die wesentlichen Voraussetzungen geschaffen, dass auch bei vergleichsweise niedrigen Stückzahlen Module mit chemisch-biologischen Sensoren bzw. dass derartige Sensor-Systeme kommerziellen Erfolg haben können.

Von letzteren Vorteilen abgesehen wird bei der Erfindung weiterhin berücksichtigt, dass das chemisch-biologische Sensorsystem insbesondere auch zur einmaligen Benutzung, d.h. als sog. Disposable, eingesetzt werden kann. Solche Anordnungen finden zunehmend Eingang in die Praxis.

Weitere Einzelheiten und Vorteile der Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Figurenbeschreibung von Ausführungsbeispielen anhand der Zeichnung in Verbindung mit den Patentansprüchen. Es zeigen jeweils in schematischer Darstellung

Figur 1 den Schnitt durch ein Chip-Modul mit Draht-Bond-Technologie,

- Figur 2 den Schnitt durch ein Chip-Modul mit Flip-Chip-Technologie,
- Figur 3 die Draufsicht auf ein Chipkarten-Kontaktierungsfeldes mit einzelnen Kontaktierungen,
- 5 Figur 4 die Draufsicht auf den Chip-Sensor mit sensitiver Fläche,
- Figur 4A eine vergrößerte Draufsicht auf die frei liegende sensitive Fläche des Chips in Figur 4 bei Verwendung des Sensors für biochemische Anwendungen,
- 10 Figur 5 eine detaillierte, maßstäbliche Darstellung einer Chip-Karte für den Einbau eines Moduls mit Draht-Bond-Technologie,
- Figur 6 eine entsprechende Darstellung wie Figur 5 für den Einbau eines Moduls mit Flip-Chip-Technologie und
- 15 wiederverwendbarer Durchfluss-Ankopplung,
- Figur 7 einen Schnitt einer Kombination eines Moduls und einem Applikator zum Einschieben in ein Auslesegerät und
- Figur 8 die Draufsicht von oben bzw. ein Schnitt der Anordnung von Figur 7.
- 20

In den Figuren haben gleiche bzw. gleichwirkende Teile gleiche bzw. sich entsprechende Bezugszeichen. Die Figuren, insbesondere Figur 1 und Figur 2, werden teilweise gemeinsam be-

25 schrieben.

Die Chipkarten-Technologie ist ein bekanntes, weitverbreitetes sowie äußerst kostengünstiges Gehäusekonzept in der Mikroelektronik. Dabei wird ein Mikro-Silizium-Chip, der zuvor

30 auf Waferebene auf ca. 180 μm dünn geschliffen wurde, auf ein Trägerband, das aus vergoldetem, vorgestanztem Kupferband besteht und eventuell mit einem Kunststoff-Band verstärkt ist, geklebt. Nach einer Standard-Drahtbondung wird der Chip samt Drähte mit einem Polymer verkapselt. Eine kommerziell erhält-

35 liche Standard-Plastikkarte. (Materialien: PVC, PET, PC; Maße: ca. 85 x 54 x 0,8 mm³) wird zur Aufnahme des Chip-Träger-Moduls an einer definierten Stelle auf Modulgröße (ca.

13 x 12 x 0,4 mm³) ausgefräst, so dass nach Ausstanzen des Moduls aus dem Trägerband dieses in die Ausfräsung eingeklebt werden kann.

- 5 In Figur 1 ist ein Chip-Modul 15 mit Sensor-Chip 1 in Draht-Bond-Technologie schematisch dargestellt. Das Modul besteht aus dem eigentlichen Chip 1 mit einer sensitiven Fläche 2 auf der Oberseite, wobei der Chip 1 rückseitig auf einem Trägerband 3 aus Kupfer, das gegebenenfalls vergoldet ist, aufgebracht ist. Auf dem Trägerband 3 mit flächenartigen Kontaktbereichen 3', 3'', ... befinden sich Elemente 4 aus Kunststoff, die insbesondere die isolierten Kontaktierungsflächen 3', 3'', ... mechanisch zusammenhalten. In einer ähnlichen Formation werden Silizium-Mikro-Chips, wie z.B. Mikrocontroller oder Datenspeicher, bisher bereits in Massenfertigung konfektioniert, so dass sie äußerst preiswert sind.

- Bei dem in Figur 1 aufgebauten Chip-Modul 15 ist eine Verkapselung 5 vorhanden, in der Bonddrähte 6, 6', ... zum Kontaktieren des Chips 1 eingegossen sind. Während beim Stand der Technik der Chip-Technologie mittels eines sog. „Glob Top's“ eine geschlossene, den gesamten Chip abdeckende Kunststoffumhüllung vorhanden ist, wird nunmehr die Verkapselung 5 flach mit zumindest annähernd planarer Oberfläche und Öffnung ausgeführt, da das gesamte Modul 15 beispielsweise in eine Chipkarte als Gehäuse eingebracht werden soll.

- Um ein vollständiges Benetzen der sensitiven Chipfläche 2 bei Betriebsbedingungen der Analyseeinrichtung zu gewährleisten, d.h. um das Einschließen von Luftblasen bei der Befüllung mit Flüssigkeiten zu vermeiden, ist es wichtig, dass das Verhältnis von Höhe der Verkapselung über der Oberkante des Chips 1 zum Durchmesser der sensitiven Fläche des Chips 1 etwa 1:5 nicht überschreitet bzw. typischerweise kleiner 200 µm ist.
- 35 Wie aus der maßstäblichen Figur 5 hervorgeht, sind 100 µm eine vorteilhafte Verkapselungshöhe über der Oberkante des Chips 1. Um die Fluidkanäle, beispielsweise die Zufluss- und

die Abflusskanäle 12, 13 in Figur 5, zuverlässig zum ersten Gehäuse abzudichten, muss die Verkapselung 5 eine definierte laterale Ausdehnung aufweisen. Eine Erweiterung der lateralen Ausdehnung der Verkapselung ist u.a. notwendig, wenn Zufluss und Abfluss außerhalb der sensitiven Fläche des Chips 1 liegen sollen, um z.B. störende Einflüsse einer inhomogenen Strömung der Fluide zu vermeiden. Zufluss und Abfluss treffen dann im Bereich der Verkapselung auf das Sensor-Modul und können dort sicher abgedichtet werden.

10

In einer besonderen Ausführungsform weist die Verkapselung 5 einen Durchmesser von 10 mm sowie eine Aussparung für die sensitive Fläche 2 des Chips von 3 mm auf. In Kombination mit dem oben beschriebenen Verhältnis von Verkapselungshöhe zu Durchmesser der sensitiven Fläche 2 wird ein gleichmäßiges Anströmen der sensitiven Fläche 2, d.h. parallel zur sensitiven Fläche des Chips, mit den Fluiden ermöglicht.

15

Die sensitive Fläche 2 des Chips ist vorzugsweise rund ausgebildet. Die Begrenzung der sensitiven Fläche 2 zur Verkapselung 5 kann z.B. mit einem phototechnisch strukturierten Polymerring, wie er weiter unten in Figur 6 als PI (Polyimid)-Ring 27 beschrieben wird, realisiert werden.

20

Um das Verhältnis von sensibler Fläche 2 zur Gesamtfläche des Chips 1 zu maximieren, ist die Form des Chips 1 vorzugsweise annähernd bzw. exakt quadratisch, wobei sich die elektrischen Kontakte des Chips 1 als sog. Bond-Pads 2' bis 2^{VII} im Bereich der Chipecken befinden, so dass die sensitive Fläche bis an die Chipkanten ausgedehnt werden kann, was sich aus Figur 4 ergibt. Bei einer Stärke der Metallisierung des Trägerbandes von 50 µm, einer Chipdicke von 180 µm und Verkapselungshöhe über dem Chip 1 von 100 µm ergibt sich eine Gesamtdicke des Moduls von etwa 330 µm. Damit werden die bekannten Chipmodul-Strukturen und -Dimensionierungen aus der Mikroelektronik auf die biochemische Analytik übertragen, was aufgrund der notwendigen Fluidikankopplung nicht trivial ist.

30

35

Bei einer Alternative zu Figur 1 ist gemäß Figur 2 der Chip 1 mit seiner sensitiven Fläche 2 nach unten hin orientiert. Der Sensor-Chip 1 ist in sog. Flip-Chip-Technologie mit mehreren
5 höckerartigen Kontakten 8, 8', ... auf dem Trägerband 3 mit seinen Kontaktbereichen 3^I, 3^{II}, ..., 3^{VIII} angeordnet, wobei das Trägerband in entsprechender Ausbildung wie in Figur 1 aus Kupfer mit gegebenenfalls einer Vergoldung besteht. Isolierungselemente 4 sind wiederum als mechanische Verbindungen
10 aus elektrisch isolierendem Kunststoff vorhanden, wobei eine Aussparung für die sensitive Fläche 2 des Sensor-Chips 1 vorhanden ist. Insgesamt wird in Figur 2 ein Chip-Modul 15' gebildet.

15 Durch die Ansichten von beiden Seiten des Moduls anhand der Figuren 3 und 4 wird die Funktionsweise des Chip-Moduls 15 bzw. 15' und insbesondere des eigentlichen Chips 1 verdeutlicht. Auf der elektrischen Kontaktseite 3, d.h. der Rückseite des Moduls 15 mit Sensor-Chip 1, sind Kontaktierungsfelder
20 3^I, ..., 3^{VIII} als einzelne Anschlüsse ersichtlich, die den üblichen Kontaktierungen für kartenintegrierbare Chips entsprechen. Auf der sensitiven Seite 2 des Chips 1 verlaufen gemäß Figur 4 die Drahtbondungen 6, 6', ... von den Bond-Pads 2^I bis 2^{VII} aus den Ecken des Chips 1 zu den Kontakten der
25 Kontaktierungsfelder 3^I, ... 3^{VIII}. Ersichtlich sind hier speziell sieben Kontakte 2^I, ... 2^{VII} auf der Chipfläche 2, was für viele Anwendungen hinreichend ist und nachfolgend für ein Beispiel beschrieben wird.

30 In Figur 4A sind auf der sensitiven Fläche 2 des Chips 1 eine Vielzahl von Mikrokavitäten 200 für die Durchführung von biochemischen Analysen angeordnet. Eine solche Anordnung wird beispielhaft in der älteren deutschen Patentanmeldung
AZ 100 58 394.6-52 beschrieben, auf die ausdrücklich verwiesen wird, und dient zur Durchführung von biochemischen Mes-
35 sungen, beispielsweise bei der DNA-Analyse. Es sind mxn Elemente in Arrayform als Vielzahl von Kavitäten 200 zeilen- und

spaltenförmig angeordnet. Wesentlich ist dabei, dass biochemische Reaktionen bzw. Messungen gleichzeitig in den einzelnen Kavitäten 200 an der sensitiven Oberfläche des einzigen Chips 1 erfolgen können, ohne dass bei Zugabe von Substanzen ein Übersprechen der Reaktionen aus einer ersten Kavität 200 in eine zweite Kavität 200' erfolgen kann.

Da die elektrochemischen Reaktionen bei einer Anordnung gemäß Figur 4 und 4A elektrisch beeinflusst bzw. unter Abfrage von elektrischen Signalen erfolgt, sind auf dem Chip 1 mit sensitiver Oberfläche 2 bzw. den einzelnen sensitiven Elementen 200 diskrete elektrische Kontaktierungen angebracht, die mit 3^I bis 3^{VII} bezeichnet sind. Die Kontaktierungen bilden Eingänge für den elektrischen Messkreis. Beispielsweise sind zwei Versorgungs-Spannungseingänge V_{dd} , V_{ss} , ein Eingang GND für Massepotential, ein Eingang für ein Clock-Signal, ein Eingang V_{in} für eine Steuerspannung und ein Eingang für ein Reset-Signal vorhanden. Weiterhin sind auf dem Chip 1 ein Multiplexer 210, ein „Gray counter & decoder“ 215 und ein Verstärker 220 mittels Standard-Siliziumtechnik integriert. Das Messsignal wird am Ausgang 'out' erfasst, wobei bei einer Arrayanordnung mit der Vielzahl von Kavitäten als $m \times n$ Einzelsensoren ein Multiplexsignal erhalten wird, das beispielsweise mit einer Frequenz von 10 kHz ausgelesen wird.

Das auf einer einzigen Leitung ,out' ausgegebene Multiplexsignal besteht aus einem Muster von diskreten Spannungswerten, aus dem mittels eines De-Multiplexers in einem Auswertegerät die Einzelsensor-Signale gewonnen werden. Der in Figur 4A nicht dargestellte De-Multiplexer ist beispielsweise im Gehäuse 80 der Figur 7 bzw. 8 angeordnet.

In anderer Anordnung können statt einer Vielzahl von identischen Sensoren, wie die $m \times n$ Kavitäten 200 entsprechend Figur 4A, auch diskrete Sensoren vorhanden sein. Speziell für Anwendungen in der biomedizinischen Technik können solche Sensoren beispielsweise Sensoren für pO_2 und pCO_2 sein. Auch

weitere Sensoren können damit kombiniert werden. Die bei der Anordnung gemäß Figur 3 zur Verfügung stehenden acht Kontaktfelder reichen für Signalversorgung und Signalabnahme im Allgemeinen aus. Durch die Auftrennung von elektrischer Kontaktierung und Fluid-Zutritt auf entgegengesetzte Seiten des Sensor-Moduls 15 wird im Gegensatz zur US 5 096 669 A eine sichere Trennung der elektrischen Kontaktierung von der Fluidik gewährleistet. Weiterhin wird ein problemloser Fluid-Zutritt zum Sensor-Modul ermöglicht. Durch eine kreisförmige plane Oberfläche 100 der Verkapselung 5 aus Kunststoff mit vorteilhaft innerer kreisrunder Aussparung 101 auf dem Chip 1 wird eine sichere Isolation der Drahtbond-Kontaktierungen 6, 6' erreicht und gleichermaßen die sensitive Chipfläche 2 zentrisch freigehalten.

Die Herstellung der Sensor-Module findet in einem sog. „reel to reel“-Prozess als bekannte Technologie auf einem flexiblen Grundkörper statt. Im „reel to reel“-Prozess wird ein Trägerband verarbeitet, d.h. die Vorgänge a) Chipaufkleben, b) Drahtbonden/Flip-Chip, c) Verkapseln werden automatisiert - was in Massenfertigung am Fließband erfolgen kann - bis zum fertigen Modul von Filmrolle zu Filmrolle verarbeitet. Anschließend werden die Module ausgestanzt und in die „ersten Gehäuse“ dicht eingebaut.

In Figur 5 und Figur 6 sind die beiden alternativen Anordnungen von in einem erstem Gehäuse eingebrachten Modulen mit Draht-Bond-Technologie einerseits und Flip-Chip-Technologie andererseits dargestellt. In beiden Fällen besteht die Anordnung jeweils im Wesentlichen aus einer Standard-Plastikkarte 10 bzw. 20 mit mikrofluidischen Komponenten und Funktionen, auf die weiter unten noch im Einzelnen eingegangen wird. Speziell die Karte 10 kann zusätzliche Schichten 18 haben, z.B. eine Klebefolie od. dgl., mit der die gesamte Einheit gegen Umwelteinflüsse abgedichtet wird.

In der Karte 10 gemäß Figur 5 sind als mikrofluidische Komponenten ein Mikrokanal 11 sowie Zufluss/Abfluss-Kanäle 12 und 13 vorhanden, die u.a. zum Transport von Substanzen und/oder Reagenzien dienen. Wesentlich ist eine Aussparung 14 im Gehäuse 10, in die das Chip-Modul 15 gemäß Figur 1 oder Figur 2 in geeigneter Positionierung eingebracht ist. Die Aussparung 14 muss an die Verkapselung 5 des Chips 1 angepasst sein. Dabei kann eine radiale Symmetrie mit einer Achse senkrecht zur aktiven Fläche des Chips 1 und/oder eine planare Verkapselung parallel zur aktiven Fläche des Chips 1 vorteilhaft sein.

Bei der Montage des Moduls 15 in die Aussparung 14 des ersten Gehäuses 10 muss eine flüssigkeitsdichte Verbindung zwischen der Oberfläche der Verkapselung 5 und einer Schicht 19 aus einem Material, das mikrofluidischen Komponenten, wie Einlass 12 und Auslass 13 trägt, gewährleistet sein. Dies kann durch Hinzunahme von Hilfsmitteln wie Klebstoffe oder doppelseitige Klebebänder 17 erreicht werden. In einer besonders vorteilhaften Ausführungsform kann auf die Hilfsmittel verzichtet werden, indem ein elastisches Verkapselungsmaterial 5 verwendet wird. Im Betrieb der Analyseeinrichtung wird die elastische Verkapselung 5 an das Material der Schicht 19, das die mikrofluidischen Elemente des ersten Gehäuses 10 trägt, gepresst, so dass der Kanal 11 mit Einlass 12 und Auslass 13 abgedichtet werden. Das Anpressen kann z.B. durch einen Aktuator im zweiten Gehäuse erfolgen.

Das gesamte Chip-Modul 15 bzw. 15' entsprechend den Alternativen gemäß Figur 1 oder Figur 2 einschließlich Silizium-Chip 1 mit sensitiver Fläche 2 ist also derart in den Grundkörper, insbesondere Kartenkörper 10 in Figur 5, eingefügt, dass die Anordnung nach außen hin hinreichend dicht ist, einen Zufluss bzw. Eintrag von zu analysierenden Substanzen erlaubt und nur die aktive Fläche des Chips 1 mit den zu analysierenden Substanzen in Wechselwirkung kommen kann. Um ein vollständiges Benetzen der sensitiven Chipfläche 2 beim Betrieb zu gewährleisten, d.h. um das Einschließen von Luftblasen, besonders

im Kanal 11, zu vermeiden, ist es wichtig, dass das Verhältnis von Höhe des Spaltes im Mikrokanal 11 zwischen Chip 1 und der Schicht 19, welche die Kanäle mit Ein- und Auslässen 12, 13 trägt, zum Durchmesser der sensitiven Fläche 2 des Chips 1 kleiner 1:5 ist bzw. der Spalt 11 typischerweise kleiner 200 μm ist.

Der angegebene Spalt von kleiner 200 μm ist von Vorteil bei diffusionskontrollierten Reaktionen, z.B. einer DNA-Hybridisierung, auf der sensitiven Fläche 2 des Chips 1. Durch Anströmen der Reaktionspartner, die z. B. in der Probenflüssigkeit gelöst sind, in dünner Schicht über der reaktiven, sensitiven Chipfläche 2 können diese verglichen mit reiner Diffusion in höherer Konzentration an der Oberfläche des Chips 1 angeboten werden, was zu einer Beschleunigung der Reaktion führt.

In Figur 6 ist eine Anordnung als Alternative zu Figur 5 dargestellt, die aus einem Kartenkörper 20 ohne interne fluidische Komponenten und in diesem Fall auch ohne elektrische Funktionen besteht. Auf den Kartenkörper 20 ist der Chip 1 mit nach oben orientierter sensibler Fläche 2 kontaktiert.

In Abweichung zu Figur 5 wird in Fig. 6 eine partiell „wiederverwendbare“ Durchflussszelle verwendet. Damit erfolgt die elektrische Abfrage sowie die Probenzufuhr und -abfuhr von Fluiden von außen. In gleicher Weise kann natürlich auch das Chip-Modul 15 gemäß Fig. 1 mit einer wiederverwendbaren Durchflussszelle, aber dann jedoch mit vorteilhaften elektrischer Rückseiten-Kontaktierung betrieben werden.

Der Kartenkörper 20 bildet in Figur 6 das erste Gehäuse, wobei die Mess- und Analysefunktion im oberen Teil als zweites Gehäuse realisiert wird. Die fluidischen und elektrischen Komponenten sind im oberen Teil zu finden.

In Figur 6 ist auf dem Grundkörper 20, der zusammen mit dem Modul die Chipkarte als Applikator realisiert, das Oberteil 25, das Träger von Zu- und Abflusskanälen 22 und 23 ist, so aufgesetzt, dass ein sogenannter Kontaktkopf gebildet ist.

5 Das Oberteil 25 als Kontaktkopf hat federnd aufsetzbare elektrische Kontakte 26 und es sind weiterhin Dichtmittel, wie beispielsweise ein Dichtring 24, vorhanden. Der Dichtring 24 dient zur Gewährleistung der Dichtigkeit im fluidischen Bereich 21 zwischen Oberteil und sensitiver Fläche 2 des Chips
10 1 bei den federnd aufgesetzten Kontakten 26 des Kontaktkopfes 25 zur elektrischen Durchkontaktierung des Chips 1.

Im Applikator 20 der Figur 6 ist analog zur Figur 5 das Modul gemäß Figur 2 mit dem Silizium-Chip 1 eingepasst, wobei - im
15 Gegensatz zu Figur 2 zwecks Verdeutlichung des Prinzips der Flip-Chip-Technologie - die sensitive Chipfläche 2 auch bei hier angewandter Flip-Chip-Technologie wiederum nach oben zeigt. Der Sensor-Chip 1 ist dabei einschließlich Träger im Kartenkörper 20 eingepasst.

20 Für letzteren Zweck können weitere Hilfsmittel der Flip-Chip-Technologie, wie z.B. ein PI-Ring 27, ein sog. Underfill 29 und ein sog. Bump 28, zum Abdichten und Einhalten der Maßhaltigkeit der Chip-Position, vorhanden sein. Diese technologischen Hilfsmittel haben sich in der Halbleitertechnologie be-
25 währt und gewährleisten die erforderliche Qualität bei der Konfektionierung der Sensor-Chips, wenn insbesondere die Fluidik an der Sensorfläche beherrscht werden soll.

30 Wesentlich bei Figur 6 ist im vorliegenden Zusammenhang, dass das separate Oberteil 21 erst zur Messung auf den Grundkörper 20 aufgesetzt wird und dann in diesem applizierten Zustand gleichermaßen die fluidische Verbindung einerseits und die elektrische Kontaktierung an den vorhandenen Durchkontaktie-
35 rungen andererseits gewährleistet.

Die Karte 10 nach Figur 5 bzw. der Körper 20 nach Figur 6 bilden also jeweils einen separat austauschbaren, flachen Applikator mit einem ersten Gehäuse für die jeweiligen Messmodule. Zur Analyse und zum Auslesen der Messsignale werden diese Applikatoren mit erstem Gehäuse in jeweils ein zweites Gehäuse eingeschoben, das beispielsweise Teil einer stationären Mess- und Analyseeinrichtung ist oder aber auch ein portables Gerät für lokal änderbare Messeinsätze sein kann.

In den Figuren 7 und 8 ist ein Applikator, bestehend aus Sensor-Modul 15 und erstem Gehäuse 60, dargestellt, der in ein zweites Gehäuse 80 zur Durchführung der Messung und zum Auslesen der Messwerte eingeschoben ist. Das im Einzelnen anhand der Figuren 1, 4, 4A beschriebene Sensor-Modul 15 ist mit seiner Funktions-Fläche einem Fluidkanal 11 zugewandt, in den über einen Kanal 110 Mess- und Reagenzlösungen eingebracht werden. Die Reagenzlösung wird in situ mit einem über einen Eingang 12 zugeführten Lösungsmittel aus vorportionierten festen Reagenzien 16, 16', 16'' erzeugt. Die Mess- und Reagenzlösungen gelangen über einen Ausgang 13 in das zweite Gehäuse 80 zwecks Entsorgung.

Letztere Anordnung ist im Wesentlichen Gegenstand einer parallelen Anmeldung mit gleichem Prioritätsdatum (DE-AZ 101 11 457.5-52 vom 09.03.2001), auf deren Offenbarung ausdrücklich verwiesen wird

In Figur 7 ist dem Sensor-Modul 15 mit zugehörigen Kontakten rückseitig im zweiten Gehäuse 80 ein Peltierelement 30 zur Thermostatisierung, insbesondere Kühlung, der Chipfläche zugeordnet, so dass bei definierten Temperaturen gearbeitet werden kann bzw. eine schnelle Wärmeabfuhr bei Abkühlungsprozessen von hohen Temperaturen, z.B. 90°C, auf niedrigere Temperaturen, z.B. 30°C, gewährleistet ist. Aufgrund der sehr gut wärmeleitfähigen Materialien Silizium und Kupfer/Gold sowie der geringen Schichtdicken (ca. 180 µm Silizium; 50 µm Kupfer/Gold) ist ein ausgezeichneter Wärmeübergang gewähr-

leistet. Für das Peltierelement 30 ist ein Kühlblech 31 vorgesehen und es sind weiterhin elektrische Klemmkontakte 33 zum Auslesen der Chipinformation vorgesehen. Durch Anpressen des Peltierelementes 30 an das Sensor-Modul 15 kann neben der
5 Verbesserung des Wärmeübergangs auch das oben im Einzelnen beschriebene Abdichten einer elastischen Verkapselung 5 des Moduls 15 an das die Mikrofluidikkanäle tragende Material der Schicht 19 erfolgen.

10 Letztere Anordnung kann vorteilhafterweise eingesetzt werden zur Amplifikation von DNA/RNA (Desoxyribonukleinsäure/Ribonukleinsäure) mittels einer exponentiellen Vervielfältigungsmethode, der sog. PCR (Polymer Chain Reaction). Dazu werden die DNA/RNA-Probe sowie benötigte Reagenzien wie z.B. Nukleo-
15 tidtriphosphate, Primär-DNA/RNA und Polymerase/Polymerase + reverse Transcriptase in Pufferlösung über die mikrofluidischen Kanäle der sensitiven Fläche des Sensorchips zugeführt. Besonders vorteilhaft ist hierbei die Immobilisierung der DNA/RNA Probe auf der sensitiven Fläche des Chip. Dies kann
20 z.B. mittels Hybridisierung an komplementärer Fänger-DNA, die auf dem Chip z.B. in Form von Arrays gebunden ist, erfolgen. Der Reaktionsraum, d.h. der Raum über der sensitiven Fläche des Chips mit einer Höhe von bis zu wenigen hundert μm , wird dann circa 20- bis 40-mal zwischen zwei Temperaturen, typi-
25 scherweise zwischen 40°C und 95°C , zyklisiert. Bei dieser Anordnung kann der gesamte DNA/RNA-Vervielfältigungsprozess in wenigen Minuten durchgeführt werden.

Gemäß Figur 8 ist für letzteren Zweck im ersten Gehäuse 60
30 ein erster Reagenzkanal 61 vorhanden, der mit einem Wassereinlass 62 verbunden ist. Weiterhin ist ein zweiter Reagenzkanal 61' vorhanden, der parallel zum ersten Reagenzkanal 61 verläuft und in der Darstellung der Figur 7 im Gegensatz zum Reagenzkanal 61 nicht gefüllt ist. Der zweite Reagenzkanal
35 61' ist mit einem zweiten Wassereinlass 62' verbindbar. Es können weitere parallelgeschaltete Reagenzkanäle 61'', ... mit Wassereinlässen 62'', ... vorgesehen sein, die jeweils

parallelgeschaltet sind, so dass insgesamt n Reagenzkanäle und n Wassereinlässe gebildet sind. Weiterhin ist ein Eingabeport 68 für die zu untersuchende Flüssigkeit vorhanden, von dem die Messprobe über einen Kanal 69 zum Sensor-Modul 15 transportiert wird, ohne vorher mit der Reagenzflüssigkeit in Kontakt kommen zu müssen. Schließlich ist ein Auslass 63 vorgesehen, über den nach dem Vorbeiströmen an der sensitiven Fläche 2 des Sensor-Moduls 15 die Flüssigkeit ausgebracht wird.

Alternativ können die verbrauchten Flüssigkeiten in einem entsprechenden Volumen, z.B. durch Erweiterung des Kanals oder Verlängerung des Kanals in Form eines Mäanders, des ersten Gehäuses verbleiben. Im Auslesegerät des zweiten Gehäuses 80 ist ein Wasserverteilungssystem mit Ventilen vorgesehen.

Das beschriebene Beispiel einer Analyseeinrichtung mit in ein Auslesegerät einschiebbaren Chipkarten als Messapplikatoren macht sich also die wesentlichen Komponenten und Verfahrensschritte der hinlänglich bekannten Chipkarten-Technologie zunutze. Zur Funktionsweise einer Chipkarte mit kombinierten elektrischen und fluidischen Komponenten sind folgende, wesentliche nichttriviale Veränderungen bzw. zusätzliche Merkmale vorgesehen:

- Eine modifizierte Verkapselung des Chips und der elektrischen Kontakte über Bonddrähte sorgt dafür, dass nur die chemisch-biologisch aktive Fläche des Chips von der Verkapselung frei bleibt.
- Die modifizierte Verkapselung des Sensor-Chips und der zugehörigen Bonddrähte weist eine definierte Geometrie auf.
- Die Verkapselung hat eine definierte Dicke, eine definierte laterale Ausdehnung sowie eine zumindest annähernd planare und/oder eine radialsymmetrische Oberfläche zum exakten Einfügen des Sensor-Chips in eine Chipkarte.

Zusammenfassend ist in Ergänzung zu obigen Beispielen zum chemisch-biologischen Messeinsatz der Chipkarten-Technologie noch folgendes herauszustellen: In allen Ausführungsformen erfolgt die Ausgestaltung der Anordnung aus Chipkarte mit Funktionsvolumen derart, dass im Inneren und/oder an der Oberfläche der Karte mikrofluidische Komponenten und Funktionen integriert sind. Dadurch wird ermöglicht, dass Flüssigkeiten oder Gase in die Chipkarte eintreten können und im Inneren oder an der Oberfläche der Chipkarte transportiert und im Bereich des Silizium-Chips der aktiven Fläche des Chips zur Verfügung stehen. Hier erfolgt die Messung, wonach die Flüssigkeiten oder Gase im Bereich des Silizium-Chips anschließend von der aktiven Fläche des Chips weggeführt und die Chipkarte verlassen können. Gegebenenfalls können Substanzen im Inneren oder an der Oberfläche der Chipkarte gelagert werden bzw. dort nach Benutzung verbleiben.

Wesentlich ist die Aussparung in der Chipkarte zur Aufnahme des Chip-Moduls derart, dass eine sichere mikrofluidische Verbindung zwischen Fluidikkanälen der Plastik-Karte und der aktiven, d.h. sensitiven Fläche des Chips ermöglicht wird und keine äußeren Einflüsse die Messung stören können.

Abhängig von der benötigten Lage der mikrofluidischen Komponenten kann die Chipkarte aus einer oder mehreren Komponenten oder Schichten bestehen, die durch bekannte Verbindungsmethoden wie Kleben, Schweißen, Laminieren od. dgl. zusammengefügt werden.

Die Komponenten für die mikrofluidischen Funktionen können mit unterschiedlichsten Verfahren erzeugt werden, wie Fräsen, Stanzen, Prägen, Spritzgießen, Laserabtrag od. dgl..

Der Applikator selbst kann aufgrund von bestimmten Anforderungen bezüglich beispielsweise der chemischen Beständigkeit oder der Temperatur-Belastbarkeit aus unterschiedlichsten Materialien bestehen und so an die aktuellen Anforderungen an-

gepasst werden. Dazu kann weitestgehend auf das Know-how der Kartentechnologie zurückgegriffen werden.

Es ist somit eine Analyseeinrichtung geschaffen, die außen in
5 der biochemischen Analytik, auch insbesondere für den Einsatz
in der medizinischen Diagnostik, der Forensik, für die Lebensmittelüberwachung sowie für die Umweltmesstechnik in
vielfältiger Weise einsetzbar ist. Die dezentrale Anwendung
von Applikator und Auslesegerät erlaubt insbesondere in der
10 Klinik und beim niedergelassenen Arzt eine zeitsparende kostengünstige Vor-Ort-Untersuchung von z.B. Blut, Liquor, Speichel und Abstrichen nach z.B. Erregern von Infektionskrankheiten. Dabei kann, falls erforderlich, nicht nur eine einfache Typisierung der Keime, sondern beispielsweise auch die
15 Bestimmung etwaiger Antibiotikaresistenzen erfolgen, was die Qualität der Therapie deutlich verbessert und damit die Krankheitsdauer und -kosten reduzieren kann.

Neben der Diagnose von Infektionskrankheiten eignet sich das
20 Diagnosesystem in der Medizin z.B. auch zur Blutgas/Blut-elektrolytanalyse, zur Therapiekontrolle, zur Früherkennung von Krebs sowie zur Bestimmung genetischer Prädispositionen.

Für alle angegebenen Zweckbestimmungen kann der Applikator
25 als autarke Einheit ausgebildet sein, bei der im Applikatorgehäuse eine Spannungsquelle, eine vereinfachte Auswertelektronik und ein Display vorhanden ist.

Patentansprüche

1. Modul für eine Analyseeinrichtung, insbesondere zur dezentralen biochemischen Analytik, mit einem Sensor-Chip (1), der eine sensitive Fläche (2) hat, wobei der Chip (1) einschließlich seiner elektrischen Kontakte (2^I , ... 2^{VII}), auf einem Träger (3) mit zugehörigen Kontaktfeldern (3^I , ... 3^{VIII}) eine Verkapselung (5) mit Kontaktverbindung zwischen den Kontakten (2^I , ... 2^{VII}), und den Kontaktfeldern (3^I , ..., 3^{VIII}) aufweist derart, dass von außen elektrische Zugänge und/oder Abgriffe vorhanden sind, dass aber die sensitive Fläche (2) des Chips (1) für ein Fluid zugänglich bleibt.
2. Modul nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Verhältnis von Höhe der Verkapselung (5) über der Oberkante des Chips (1) zum größten Durchmesser der sensitiven Fläche des Chips kleiner 1:5 ist.
3. Modul nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Verkapselung (5) des Chips (1) eine definierte laterale Ausdehnung aufweist um den Fluidikzu- und -abfluss abzudichten.
4. Modul nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Material der Verkapselung (5) elastisch ist, wodurch der Fluidikzufluss und Fluidabfluss ohne Zuhilfenahme von weiteren Mitteln abdichtbar ist.
5. Modul nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die elektrischen Kontakte (2^I , ... 2^{VII}), als sog. Bond-Pads des Chips (1) im Bereich der Ecken des Chips (1) liegen.
6. Modul nach Anspruch 1 oder Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Verkapselung (5) eine zumindest annähernd planare und/oder radialsymmetrische Oberfläche (100, 101) aufweist.

7. Modul nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch eine Ausbildung in Chipkarten-Technologie.

5

8. Modul nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Träger ein metallisches Trägerband (3) der Stärke $<100\mu\text{m}$, insbesondere $50\mu\text{m}$, ist und dass die Kontaktfelder kunststoffverstärkte Metallkontakte (3^{I} ,
10 ..., 3^{VIII}) sind.

9. Modul nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass der Chip (1) auf dem Trägerband (3) in Draht-Bond-Technologie montiert ist.

15

10. Modul nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass der Chip (1) auf dem Trägerband (3) in Flip-Chip-Technologie montiert ist.

20 11. Applikator als Austauschteil einer Analyseeinrichtung, mit einem Modul nach Anspruch 1 oder einem der Ansprüche 2 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass das Modul (15) Teil eines ersten Gehäuses (10, 20) ist mit Mitteln zum Zufluss (12, 22) und Abfluss (13, 23) für
25 Fluide zur sensitiven Fläche (2) des Chips (1).

12. Applikator nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass das Verhältnis von Höhe des im Betrieb mit Fluiden gefüllten Spaltes über der sensitiven
30 Fläche (2) des Chips (1) zum größten Durchmesser der sensitiven Fläche des Chips kleiner 1 zu 5 ist.

13. Applikator nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass der im Funktionsbetrieb mit
35 Fluiden gefüllte Spalt (11,21) über der sensitiven Fläche (2) des Chips (1) kleiner als $200\mu\text{m}$ ist.

14. Applikator nach Anspruch 11, d a d u r c h g e -
k e n n z e i c h n e t , dass Modul (15) und erstes Gehä-
se (10, 20) in flacher Bauform nach Art einer Chipkarte aus-
gebildet sind derart, dass in der Karte (10, 20) mikrofluidi-
5 sche Komponenten (11, 12, 13, 21) und Funktionen integriert
sind.

15. Applikator nach Anspruch 11, d a d u r c h g e -
k e n n z e i c h n e t , dass die Chipkarte (10, 20) der-
10 art mit mikrofluidischen Komponenten (11, 12, 13, 21) verse-
hen ist, dass Flüssigkeiten und/oder Gase zu bzw. von der ak-
tiven Fläche (2) des Chips (1) zu- und wegführbar sind.

16. Applikator nach Anspruch 11, d a d u r c h g e -
15 k e n n z e i c h n e t , dass in der Chipkarte (10, 20)
Feststoffe und/oder Flüssigkeiten und/oder Gase lagerbar
sind.

17. Applikator nach einem der Ansprüche 11 bis 16, d a -
20 d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass eine mikro-
fluidische Verbindung (11, 12, 13, 21) zwischen den Kanälen
der Karte (10, 20) und der aktiven Fläche des Chips (1) be-
steht.

25 18. Applikator nach einem der Ansprüche 11 bis 17, d a -
d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass das als Kar-
te ausgebildete erste Gehäuse (10, 20) aus einer oder mehre-
ren Schicht(en) besteht.

30 19. Applikator nach einem der Ansprüche 11 bis 18, d a -
d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass das als Kar-
te ausgebildete erste Gehäuse (10, 20) lokal aus unterschied-
lichen Materialien besteht.

35 20. Applikator nach einem der Ansprüche 11 bis 18, d a -
d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass im ersten

Gehäuse (10, 20) eine Spannungsquelle, eine Auswerteelektronik und/oder ein Display integriert sind.

21. Analyseeinrichtung mit einem Applikator, insbesondere für
5 dezentrale Messungen, nach einem der Ansprüche 11 bis 18, wobei der Applikator ein Modul nach Anspruch 1 oder einem der weiteren vorhergehenden Ansprüche 2 bis 10 und ein erstes Gehäuse (10, 20, 60) enthält und wobei Flüssigkeiten und/oder Gase in das erste Gehäuse (10, 20, 60) eintreten, in dessen
10 Inneren oder an dessen Oberfläche transportiert und im Bereich des Sensor-Chips (1) der aktiven Fläche (2) des Chips (1) zugeführt werden, d a d u r c h g e k e n n - z e i c h n e t , dass ein zweites Gehäuse (80) mit einer Auswerteeinheit vorhanden ist, in das der Applikator mit
15 erstem Gehäuse (10, 20, 60) zur Durchführung des Analysevorgangs und zum Auslesen von Messdaten einbringbar ist.

22. Analyseeinrichtung nach Anspruch 21, wobei der Applikator eine Chipkarte ist, d a d u r c h g e k e n n -
20 z e i c h n e t , dass in das zweite Gehäuse (80) die Chipkarte (10, 20) zur Durchführung der Analyse und zum Auslesen von Messdaten einschiebbar ist.

23. Analyseeinrichtung nach Anspruch 21 oder 22, d a -
25 d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass bei der Durchführung der Analyse und beim Auslesen der Messdaten über das zweite Gehäuse (80, 90) die Flüssigkeiten und/oder Gase zwischen Applikator mit ersten Gehäuse (10, 20), und dem zweiten Gehäuse (80) transferierbar sind.

30 24. Analyseeinrichtung nach Anspruch 21, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass Mittel vorhanden sind, um die elastische Verkapselung (5) des Moduls (15) an Aussparungen (14) im ersten Gehäuse (10) anzupressen.

35 25. Analyseeinrichtung nach einem der Ansprüche 21 bis 24, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass Mittel

24

zur Einstellung einer definierten Temperatur an der Sensorfläche (2) des Sensor-Chips (1), insbesondere zur Kühlung, vorhanden sind.

- 5 26. Analyseeinrichtung nach Anspruch 25, d a d u r c h
g e k e n n z e i c h n e t , dass zur Thermostatisierung,
insbesondere Kühlung, des Sensor-Chips (1) ein Peltierelement
(30) im zweiten Gehäuse (70, 80) vorhanden ist.
- 10 27. Analyseeinrichtung nach Anspruch 21, g e k e n n -
z e i c h n e t durch einen Einsatz in der biochemischen
Analytik.
28. Analyseeinrichtung nach Anspruch 27, g e k e n n -
15 z e i c h n e t durch einen Einsatz in der DNA-Analyse.
29. Analyseeinrichtung nach Anspruch 27, g e k e n n -
z e i c h n e t in der Anwendung zur Beschleunigung der Ab-
kühlphase in der PCR-Technik.
- 20 30. Analyseeinrichtung nach Anspruch 21, g e k e n n -
z e i c h n e t durch einen Einsatz in der Lebensmittel-
überwachung.
- 25 31. Analyseeinrichtung nach Anspruch 21, g e k e n n -
z e i c h n e t durch einen Einsatz in der Umweltmesstech-
nik.
32. Analyseeinrichtung nach Anspruch 21, g e k e n n -
30 z e i c h n e t durch einen Einsatz. in der Forensik.
33. Analyseeinrichtung nach Anspruch 21, g e k e n n -
z e i c h n e t durch einen Einsatz in der medizinischen
Diagnostik.

35

25

34. Analyseeinrichtung nach Anspruch 31, g e k e n n -
z e i c h n e t durch einen Einsatz bei der Blutgas-/Blut-
elektrolyt-Analyse.

1/5

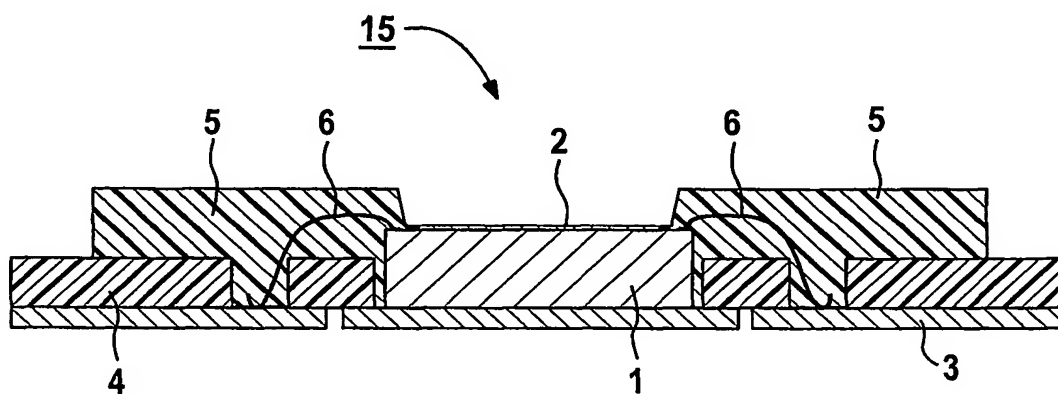


FIG 1

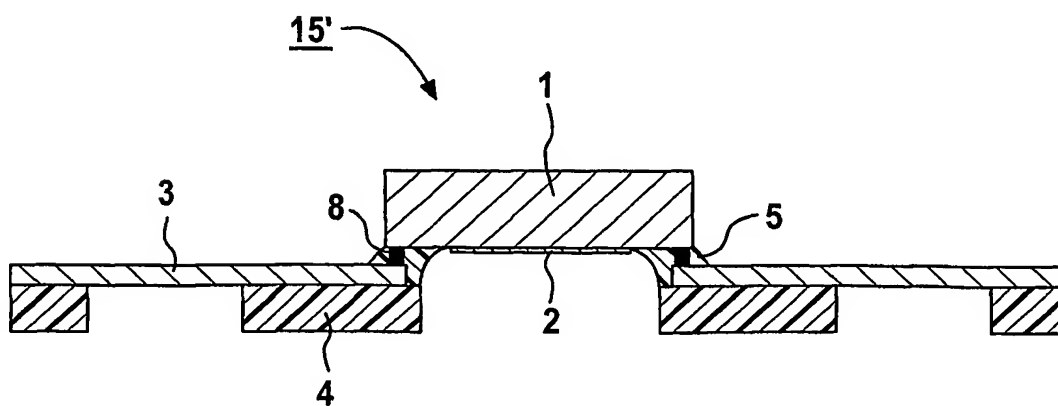


FIG 2

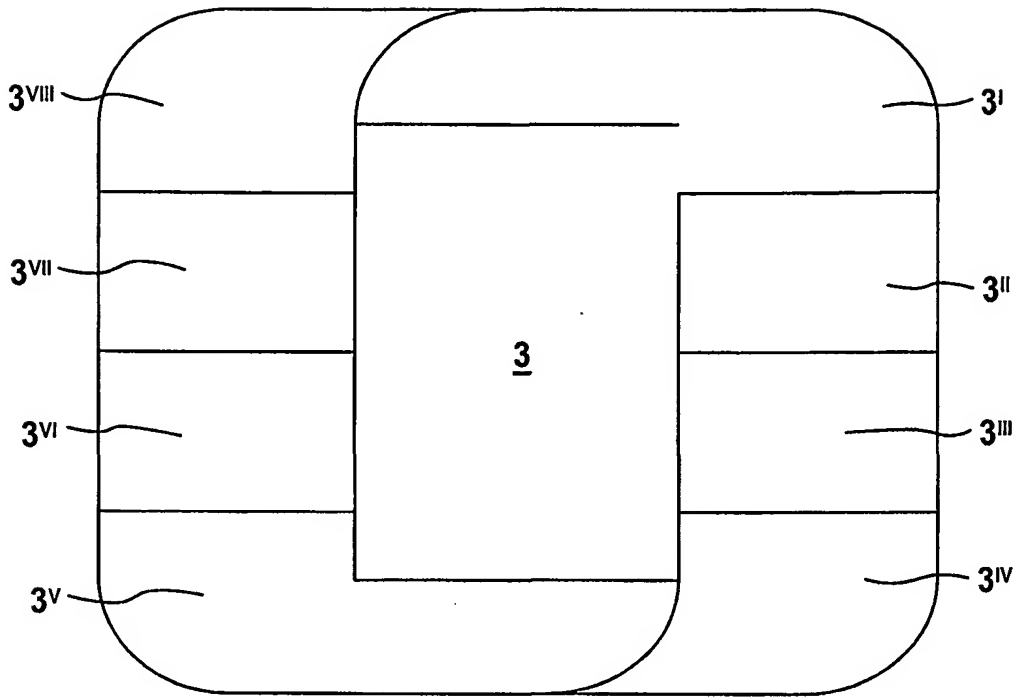


FIG 3

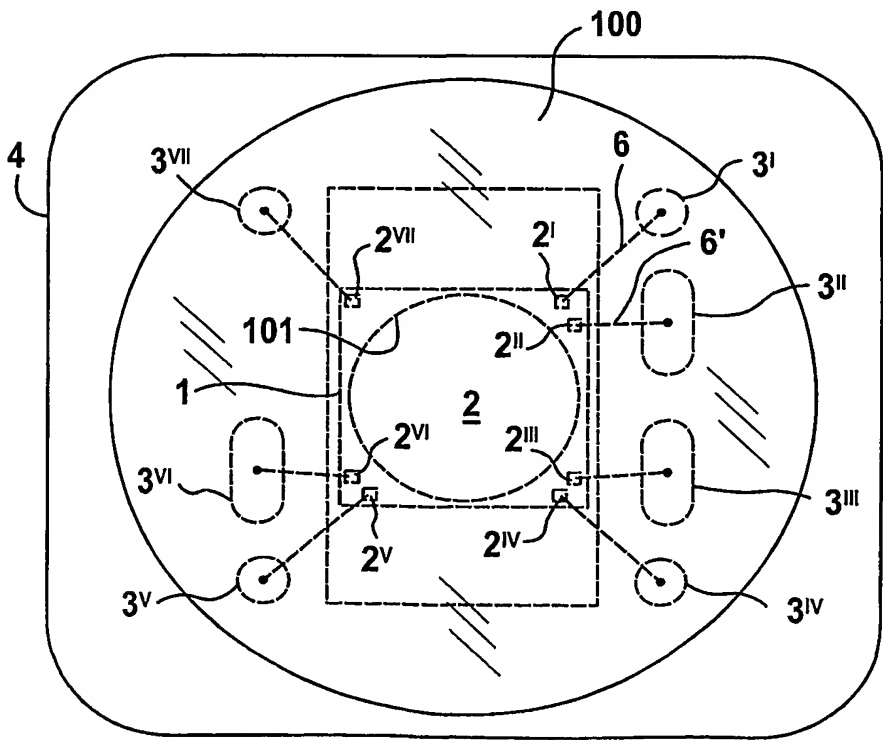


FIG 4

3/5

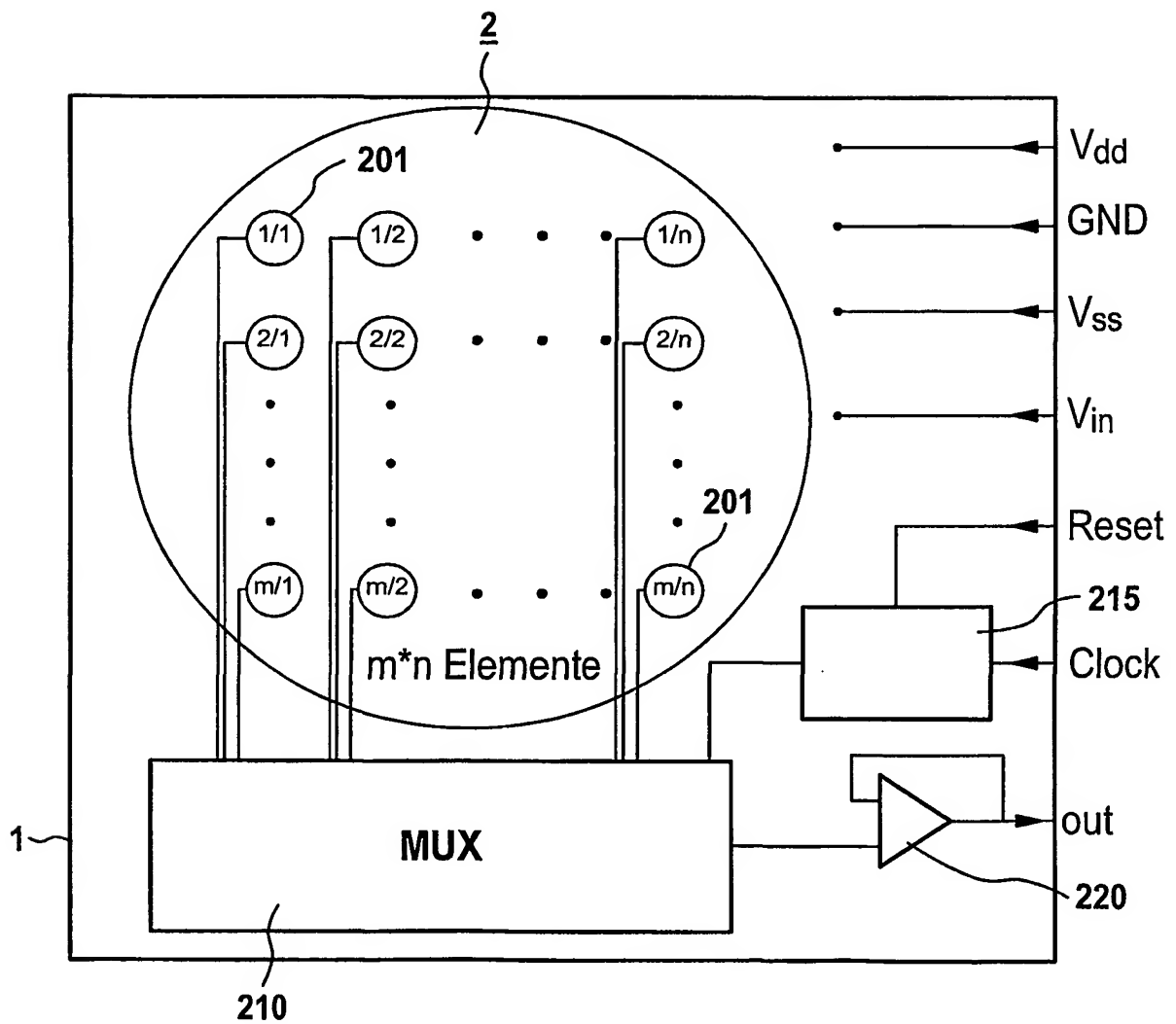


FIG 4A

5/5

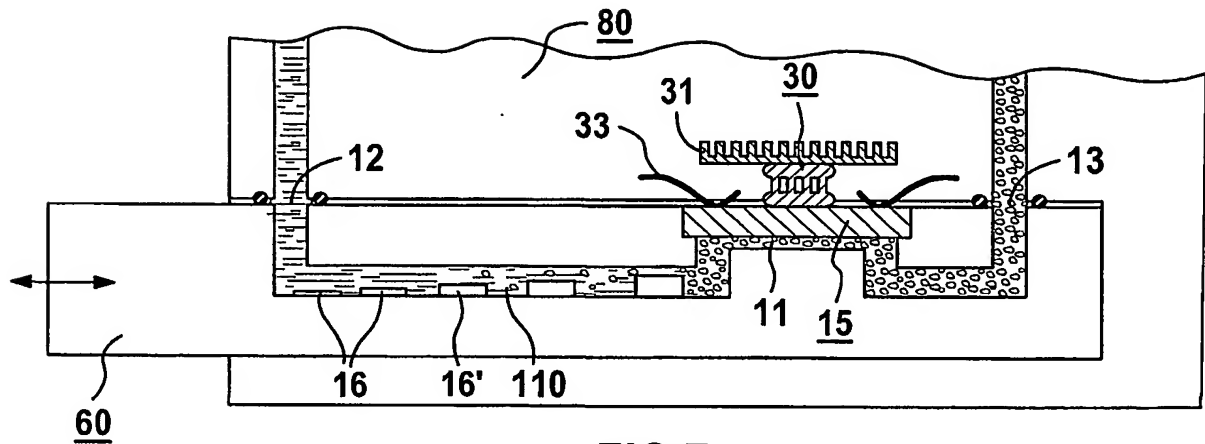


FIG 7

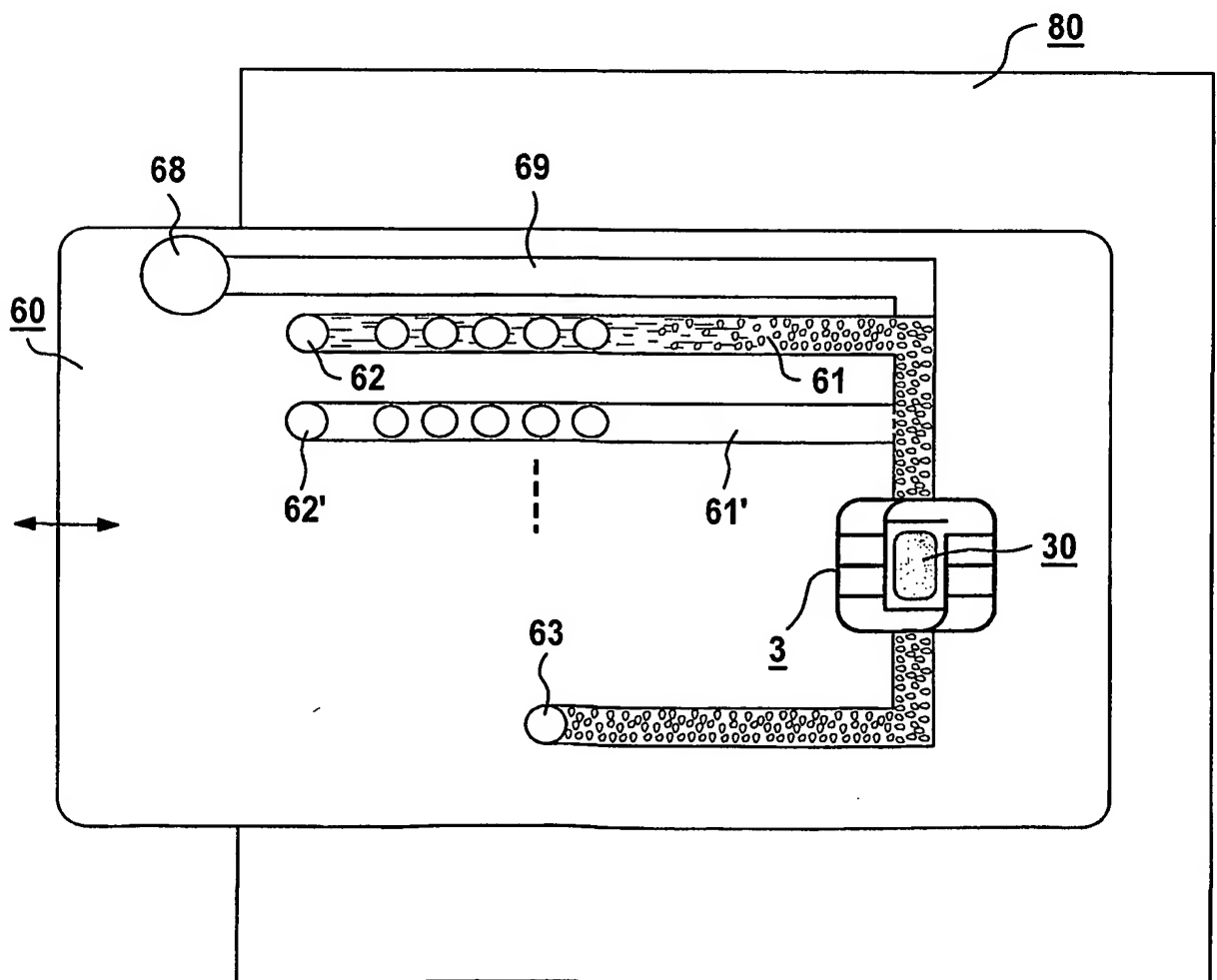


FIG 8

VIII-2-1	Erklärung: Berechtigung, ein Patent zu beantragen und zu erhalten Erklärung hinsichtlich der Berechtigung des Anmelders, zum Zeitpunkt des internationalen Anmeldedatums, ein Patent zu beantragen und zu erhalten (Regeln 4.17 Ziffer ii und 51bis.1 Absatz a Ziffer ii), für den Fall, daß eine Erklärung nach Regel 4.17 Ziffer iv nicht einschlägig ist: Name:	in bezug auf diese internationale Anmeldung SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT ist kraft des nachfolgend Aufgeführten berechtigt, ein Patent zu beantragen und zu erhalten:
VIII-2-1 (ii)		SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT ist berechtigt, als Arbeitgeber des Erfinders, GUMBRECHT, Walter
VIII-2-1 (ii)		SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT ist berechtigt, als Arbeitgeber des Erfinders, STANZEL, Manfred
VIII-2-1 (ii)		SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT ist berechtigt, als Arbeitgeber des Erfinders, WOßLER, Manfred
VIII-2-1 (ii)		SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT ist berechtigt, als Arbeitgeber des Erfinders, ZAPF, Jörg
VIII-2-1 (ix)	Diese Erklärung wird abgegeben im Hinblick auf:	alle Bestimmungsstaaten (mit Ausnahme der Vereinigten Staaten von Amerika)